

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication : 2 700 039
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : 92 15996

(51) Int Cl⁸ : G 06 F 15/68, A 61 B 6/03

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 31.12.92.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la
demande : 01.07.94 Bulletin 94/26.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : Se reporter à la fin du
présent fascicule.

(60) Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

(71) Demandeur(s) : Société anonyme dite : GENERAL
ELECTRIC CGR — FR.

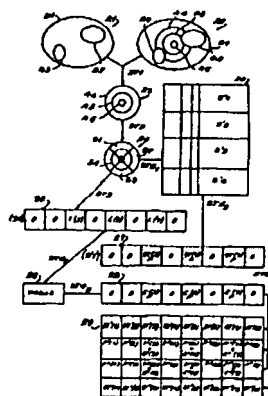
(72) Inventeur(s) : Feldman André.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire : Cabinet Ballot-Schmit

(54) Procédé pour maintenir un niveau faible d'artefacts dans l'image fournie par un appareil de tomographie.

(57) L'invention concerne, dans un appareil de tomographie, un procédé pour corriger automatiquement les nouveaux artefacts au cours du fonctionnement normal de l'appareil sans recourir à une nouvelle calibration. Le procédé consiste à soustraire l'image corrigée (21) par un algorithme de correction des artefacts circulaires à une image non corrigée (22) de manière à obtenir une troisième image (23) comportant les nouveaux artefacts non éliminés par l'algorithme de correction. Cette troisième image (23) est traitée par canal de manière à déterminer des valeurs de correction ($C_1(3)$, $C_1(5)$, $C_1(7)$) par canal concerné par chaque artefact nouveau. Ces valeurs de correction servent à déterminer les corrections complémentaires ($C'(1)$, $C'(3)$) à appliquer aux corrections principales ($P(3)$, $P(5)$, $P(7)$) utilisées pour reconstruire l'image non corrigée.
Application aux scanners à rayons X.



FR 2 700 039 - A1



PROCEDE POUR MAINTENIR
UN NIVEAU FAIBLE D'ARTEFACTS
DANS L'IMAGE FOURNIE PAR UN APPAREIL DE TOMOGRAPHIE

L'invention concerne les appareils de tomographie ou scanners à rayons X et, plus particulièrement dans de tels appareils, un procédé qui permet d'obtenir et de maintenir un niveau faible d'artefacts dans l'image
5 fournie par un tel appareil sans avoir à effectuer des calibrations régulières.

Pour examiner un patient, on utilise de plus en plus des appareils de tomographie à rayons X ou "scanners" qui réalisent des images de coupes transversales du patient.
10 Ces appareils sont basés sur le phénomène physique d'absorption des rayons X par le corps humain. Cette absorption est directement liée à la distance parcourue d des rayons X dans le corps selon la formule :

$$15 \quad I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1)$$

formule dans laquelle :

I_0 est l'intensité du rayonnement entrant dans le corps humain,

20 I est l'intensité du rayonnement sortant du corps humain,

μ est un coefficient d'atténuation qui dépend du corps traversé.

Dans une échelle de mesure logarithmique, l'atténuation I/I_0 est égale à μd , c'est-à-dire qu'elle est
25 proportionnelle au trajet d dans le corps.

Ces appareils sont constitués essentiellement, comme le montre la figure 1, d'une source 10 de rayons X associée à un dispositif de détection 11, ces deux éléments étant disposés l'un par rapport à l'autre dans une relation
30 géométrique fixe de manière à pouvoir intercaler entre

5 eux un corps 15 à examiner allongé sur une table 18. En outre, ils sont supportés par une structure (non représentée) qui peut tourner autour du corps à examiner de manière à irradier le corps suivant des angles différents. La source de rayons X, qui est commandée par un dispositif 13, émet à partir d'un foyer F suivant un secteur angulaire 17 qui a une largeur angulaire suffisante β pour illuminer toute la section transversale du corps 15. La disposition de détection 11 a la forme d'un secteur annulaire dont la longueur est adaptée à la largeur du faisceau de rayons X et est constitué d'un grand nombre de détecteurs élémentaires 12 juxtaposés les uns à côté des autres.

10 Pour obtenir une image d'une section transversale du corps 15 traversé par le faisceau de rayons X, on fait tourner la structure de support de la source 10 et du dispositif de détection 11 autour du corps 15 (axe "O") grâce à un ensemble 16 et on mesure les signaux de sortie des détecteurs élémentaires 12 ou canaux pour les

15 traiter de manière appropriée dans un dispositif électronique 14 selon des procédés connus afin d'en tirer une image représentative de la section transversale.

20 L'image qui est ainsi obtenue présente certains défauts et l'un d'entre eux consiste en la présence d'anneaux concentriques. Ce défaut, appelé artefact circulaire, provient, d'une façon générale, des différences de gains entre les canaux 12 et leur forme annulaire résulte du mouvement circulaire autour d'un point.

25 Il existe de nombreuses manières de calibration de l'appareil pour supprimer ces artefacts mais elles ont en commun l'inconvénient de requérir de temps à autre des calibrations dont la fréquence dépend de la qualité de la calibration initiale et de la stabilité physique de l'appareil.

30

Un but de la présente invention est donc de mettre en oeuvre un procédé qui permet d'éviter des calibrations autres que la calibration initiale de l'appareil de tomographie.

- 5 Les algorithmes de calibration permettent de déterminer les corrections à apporter aux atténuations mesurées par chaque canal afin d'éviter les artefacts, chaque canal étant affecté de plusieurs corrections selon l'atténuation mesurée, c'est-à-dire selon le trajet du
- 10 rayon X dans le corps du patient. Ainsi, lors du fonctionnement opérationnel de l'appareil en vue de réaliser l'image représentative de la section transversale du patient, une correction de l'atténuation mesurée par chaque détecteur est effectuée en fonction
- 15 des valeurs résultant de la calibration, au besoin par des calculs d'interpolation lorsque l'atténuation mesurée ne correspond pas exactement à une atténuation qui a été mesurée lors de la calibration.

- Un autre but de la présente invention est de mettre en
- 20 oeuvre un procédé qui, au cours du fonctionnement opérationnel de l'appareil de tomographie, met à jour ces corrections sans faire appel à une nouvelle calibration.

- L'invention concerne un procédé pour maintenir un niveau
- 25 faible d'artefacts dans l'image fournie par un appareil de tomographie, ledit appareil comportant au moins un fichier des atténuations mesurées sur le patient en cours d'examen et au moins un fichier des corrections principales des atténuations mesurées pour obtenir une
- 30 image non corrigée et mettant en oeuvre au moins un algorithme de reconstruction pour obtenir une image non corrigée des artefacts circulaires à partir des informations contenues dans lesdits fichiers des atténuations mesurées et des corrections principales et

un algorithme de correction des artefacts circulaires pour obtenir une image corrigée, caractérisé en ce qu'il comprend les opérations suivantes :

- 5 (a) soustraire l'image corrigée par l'algorithme de correction à l'image non corrigée de manière à obtenir une troisième image ne comportant que des artefacts non éliminés dans l'image non corrigée;
- (b) diviser la troisième image en un ou plusieurs secteurs;
- 10 (c) calculer la moyenne des valeurs de luminance correspondant aux pixels de chaque arc des secteurs de la troisième image;
- (d) déterminer la correction complémentaire à effectuer sur la correction principale du canal concerné par l'artefact circulaire pour éliminer les artefacts non éliminés dans l'image non corrigée par l'algorithme de correction à l'aide de valeurs d'une table de correspondance.
- 15

L'opération (d) comprend les étapes suivantes :

- 20 (d1) calculer la valeur moyenne des atténuations du patient par secteur pour chaque artefact à partir des atténuations du fichier des atténuations,
- (d2) calculer, par interpolation et à l'aide des valeurs moyennes de luminance et des valeurs de la table de correspondance, les valeurs de correction à apporter à l'atténuation du patient en cours d'examen,
- 25
- (d3) calculer, par interpolation et à l'aide des valeurs de correction, des atténuations du patient et des atténuations de deux fantômes, les corrections complémentaires à apporter aux corrections principales existantes en vue d'éliminer les artefacts non éliminés.
- 30

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la

description suivante d'un exemple particulier de réalisation, ladite description étant faite en relation avec les dessins joints dans lesquels :

- 5 - la figure 1 est une vue schématique d'un appareil de tomographie ou scanner à rayons X auquel s'applique l'invention,
- les figures 2-a et 2-b sont des diagrammes montrant les différents angles intervenant dans un scanner,
- les figures 3 et 4 sont des diagrammes montrant les
- 10 différentes étapes du procédé selon l'invention, et
- la figure 5 est un diagramme montrant les opérations à effectuer pour obtenir la table de correspondance.

Dans les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques. Par ailleurs, la

15 figure 1 ne sera pas décrite à nouveau.

La figure 2-a représente schématiquement le faisceau 17 de rayons X de foyer F qui irradie un champ circulaire 15'. La position d'un détecteur 12 de rang i est définie par l'angle r que fait FO avec la

20 demi-droite FI joignant le foyer F au détecteur de rang i. La position du scanner est définie par l'angle θ que fait FO avec la ligne horizontale OH.

Dans un appareil de tomographie, les atténuations qui sont utilisées pour réaliser une image sont "rangées"

25 dans un espace (r, θ) (figure 2-b) dans lequel une ligne verticale représente les atténuations mesurées par un canal pendant une révolution du scanner (r fixe et θ variable) et une ligne horizontale représente les atténuations mesurées de tous les canaux pour une

30 position angulaire du scanner, appelée vue scanner (r variable, θ fixe). Sur la figure 2-b, chaque carré représente donc l'atténuation mesurée par un canal pendant une vue, ce qui correspond à une projection. Toutes les projections mesurées par un canal sont alors

- représentées par une colonne et comme toutes les projections d'un canal déterminé correspondent à un angle τ fixe alors elles sont tangentes à un cercle de rayon $R \sin \tau$. Quand un canal est mal calibré, le cercle devient visible : c'est un artefact. L'algorithme d'acquisition et de reconstruction de l'image génère une relation bi-univoque entre un segment vertical de l'espace (r, ϕ) d'une part et un arc déterminé sur l'image elle-même d'autre part.
- 5
- 10 Le procédé selon l'invention est mis en oeuvre dans un appareil de tomographie du type de celui décrit en relation avec la figure 1, cet appareil élaborant une image représentative d'une section transversale du corps d'un patient à l'aide du dispositif de traitement 14
- 15 mettant en oeuvre des algorithmes de reconstruction connus par ailleurs.
- Cette reconstruction s'effectue à partir d'un fichier 20 des atténuations relevées pour le patient dans l'espace (r, ϕ) (figure 2-b) en effectuant des opérations
- 20 symbolisées par les flèches en tirets de la figure 4, les autres flèches en trait plein symbolisant les opérations du procédé selon l'invention.
- Pour l'application du procédé selon l'invention, l'image représentative doit être sous deux formes : l'une, référencée 22, qui résulte de la mise en oeuvre d'un
- 25 premier algorithme ALGR de reconstruction connu par ailleurs, et l'autre, référencée 21, qui résulte de la mise en oeuvre d'un deuxième algorithme ALGC de correction des artefacts circulaires également connu par
- 30 ailleurs. La première image 22 comporte donc des artefacts circulaires tandis que la deuxième image 21 n'en comporte plus. Le premier algorithme traite les informations d'atténuation contenues dans les fichiers 20' et 29' tandis que le deuxième algorithme traite les

informations de luminance contenues dans le fichier 22'.
L'image corrigée 21 comporte les éléments d'image B1, B2, et B3 tandis que l'image non corrigée 22 comporte, en outre, les artefacts A4, A5 et A6.

5 Il est à remarquer que l'image 22 qui résulte de la mise en oeuvre de l'algorithme ALGR d'acquisition et de reconstruction ne devrait pas comporter d'artefacts mais l'expérience montre qu'il n'en est pas ainsi pour les
10 raisons évoquées dans le préambule ci-dessus, ce qui conduit à mettre en oeuvre l'algorithme de correction ALGC.

Cet algorithme de correction ALGC n'est effectif que pour des valeurs faibles des artefacts. Au-dessus d'un certain seuil, l'algorithme n'effectue plus la
15 correction et c'est la raison pour laquelle il est nécessaire de refaire une calibration de l'appareil, nouvelle calibration que le procédé de l'invention évite de mettre en oeuvre.

Sur la figure 3, ces deux images 21 et 22 sont
20 effectivement représentées tandis que sur la figure 4 elles sont représentées sous forme de rectangles 21' et 22' symbolisant chacun un fichier qui est enregistré et lu en vue d'effectuer les opérations définies ci-après. Ces fichiers indiquent, par exemple, les valeurs de
25 luminance de chaque point ou pixel de l'image repéré en coordonnées cartésiennes.

La première opération ST1 du procédé est une soustraction de l'image 21 à l'image 22, ce qui donne une image 23 (fichier 23') qui ne comporte que les
30 artefacts A4, A5 et A6.

La deuxième opération ST2 consiste à diviser l'image 23 en plusieurs secteurs, par exemple quatre, référencés S1, S2, S3 et S4 (image 24 ou fichier 24'). Le fichier des atténuations 20' est également divisé en quatre

secteurs S'1, S'2, S'3 et S'4 correspondant respectivement aux secteurs S1 à S4 de l'image 24.

La troisième opération ST3 consiste à calculer la valeur moyenne des luminances des pixels appartenant à des arcs de chaque secteur S1 à S4. Si l'on suppose que les artefacts A4, A5 et A6 correspondent aux détecteurs de rang 3, 5 et 7, la valeur moyenne de la luminance des arcs d'un secteur, par exemple S1, sera respectivement L(3), L(5) et L(7) (ou L(i) de manière générale) pour les arcs 3, 5 et 7 et zéro pour tous les autres arcs du même secteur. Ces valeurs moyennes (une par arc de cercle) sont enregistrées dans un fichier 25' (figure 4) pour les quatre secteurs. Dans la représentation de la figure 3, seuls les éléments correspondant à huit détecteurs ont été visualisés alors qu'il y en a plusieurs centaines dans un dispositif de détection réel, par exemple n.

La quatrième opération ST4 consiste à déterminer, à partir de la valeur moyenne de chaque arc de cercle d'un secteur, la correction d'atténuation à introduire pour que l'artefact correspondant soit éliminé. Cette correspondance est obtenue à l'aide d'une table 26 qui a été créée lors d'une opération de calibration initiale pour tenir compte du fait que pour une erreur d'atténuation constante, l'artefact dépend de la distance du détecteur par rapport à l'isocentre. Par exemple, la même erreur d'atténuation provoque un niveau d'artefact plus élevé au centre qu'à la périphérie.

Plus précisément, la table 26 indique, pour chaque canal, la valeur de correction à introduire sur une atténuation déterminée pour faire disparaître l'artefact correspondant. Cette valeur de correction par canal est déterminée lors d'une calibration initiale du modèle d'appareil de tomographie en utilisant un étalon ou

fantôme et en effectuant, par exemple, les opérations suivantes décrites en relation avec la figure 5.

- (C₁) mise en place d'un étalon ou fantôme (rectangle 31) dans l'appareil de tomographie;
- 5 - (C₂) mesure des atténuations (rectangle 32) correspondant à ce fantôme et mise en mémoire dans un fichier ou une mémoire 33;
- (C₃) reconstruction de l'image du fantôme en mettant en oeuvre l'algorithme de reconstruction ALGR (rectangle 34) de manière à obtenir une image de référence REF qui est mise en mémoire dans un fichier 35;
- 10 - (C₄) modification d'une valeur déterminée M de l'atténuation correspondant à un premier canal (i=1) dans le fichier 33 (rectangle 40);
- 15 - (C₅) reconstruction de l'image correspondant à cette modification de manière à obtenir une première image modifiée IM(1) qui est mise en mémoire dans un fichier 36;
- 20 - (C₆) soustraction (rectangle 37) de l'image de référence REF à l'image modifiée IM(1) pour obtenir une image IMA(1) de l'artefact qui résulte de la modification M de l'atténuation et mise en mémoire dans un fichier 38;
- 25 - (C₇) calcul de la moyenne VM(1) (rectangle 39) des valeurs de luminance des pixels de l'artefact de l'image IMA(1) et mise en mémoire de VM(1) dans la table de correspondance 26'.
- (C₈) réitération (éléments 40 à 43) des opérations (C₄) à (C₇) pour chacun des canaux du dispositif de détection 11.
- 30 (i = 2, 3, ..., n) de manière à obtenir les valeurs moyennes VM(2) à VM(n) pour la même modification M dans chaque canal.

L'opération ST4 se décompose, en fait, en deux étapes :

- une première étape ST4₁ pour lire le contenu VM(i) de la table 26' pour le canal i correspondant à un artefact de l'image 24, c'est-à-dire les valeurs VM(3), VM(5) et VM(7) pour les canaux 3, 5 et 7, et
- une deuxième étape ST4₂ pour calculer, par interpolation linéaire, les corrections Cp(3), Cp(5) et Cp(7), c'est-à-dire par la relation

$$C_p(i) = \frac{L(i)}{VM(i)} \cdot M$$

L'opération ST4 est répétée pour chacun des secteurs S1, S2, S3 et S4, ce qui aboutit à quatre valeurs Cp par canal concerné par un artefact.

- Chaque correction Cp(i) correspond à une atténuation moyenne du patient pour le même secteur et ne peut pas être utilisée telle quelle pour mettre à jour le fichier 29' des corrections principales des atténuations car ce dernier correspond aux corrections à apporter aux atténuations mesurées avec des fantômes. Il faut donc effectuer une interpolation linéaire pour déterminer la correction à affecter à chaque fantôme : ceci est obtenu par les étapes ST5 et ST6.

- La cinquième opération ST5 peut se diviser en deux sous-opérations ST5₁ et ST5₂. La sous-opération ST5₁ consiste en une division du fichier 20' en quatre secteurs S'1, S'2, S'3 et S'4 correspondant chacun respectivement aux secteurs S1, S2, S3 et S4 de l'image 24. La sous-opération ST5₂ consiste à calculer la valeur moyenne, par canal concerné par un artefact, des atténuations de chaque secteur S'1, S'2, S'3 et S'4 du fichier 20' des atténuations du patient et ainsi obtenir, dans un fichier 27', respectivement les valeurs ATp(3), ATp(5) et ATp(7) pour les canaux 3, 5 et 7 d'un

seul secteur S'1 correspondant à S1.

Chaque valeur $AT_p(3)$, $AT_p(5)$ et $AT_p(7)$ d'un secteur ne correspond pas en général exactement à une atténuation mesurée sur un fantôme de calibration de sorte qu'une interpolation est nécessaire entre les valeurs d'atténuation de deux étalons donnant des valeurs d'atténuation de part et d'autre de $AT_p(i)$.

La sixième opération ST6 est donc l'opération d'interpolation proprement dite qui aboutit à l'obtention par canal de rang (i) de deux valeurs de correction complémentaire, l'une $C'(i)$ à appliquer à la correction principale $P'(i)$ correspondant à un premier fantôme d'atténuation $AT'(i)$ et l'autre $C''(i)$ à appliquer à la correction principale $P''(i)$ correspondant à un deuxième fantôme d'atténuation $AT''(i)$. L'interpolation est donnée par les formules suivantes :

$$C'(i) = \frac{AT'(i)}{AT_p(i)} C_p(i)$$

$$C''(i) = \frac{AT''(i)}{AT_p(i)} C_p(i)$$

dans lesquelles :

$AT'(i)$ est l'atténuation, inférieure à $AT_p(i)$, qui est mesurée sur un premier étalon de calibration par le canal de rang (i);

$C'(i)$ est la correction à ajouter à $P'(i)$ pour le canal de rang (i);

$AT''(i)$ est l'atténuation, supérieure à $P''(i)$, qui est mesurée sur un deuxième étalon de calibration par le canal de rang (i);

$C''(i)$ est la correction à ajouter à $AT''(i)$ pour le canal de rang (i).

La figure 3 indique, dans le rectangle 29, le contenu du fichier de correction des atténuations 29' dans le cas

où deux fantômes sont utilisés pour la calibration initiale de l'appareil de tomographie. Dans le cas d'un nombre de fantômes supérieur à deux, le fichier comporte deux lignes supplémentaires par fantôme supplémentaire et il doit être prévu une opération de comparaison de $AT_p(i)$ avec les atténuations des fantômes $AT(i)$ pour déterminer les deux fantômes à considérer pour effectuer l'interpolation.

REVENDICATIONS

1. Procédé pour maintenir un niveau faible d'artefacts dans l'image fournie par un appareil de tomographie, ledit appareil comportant au moins un fichier (20') des atténuations mesurées sur le patient en cours d'examen et un fichier des corrections principales ($P'(i)$, $P''(i)$) (29') des atténuations mesurées pour obtenir une image non corrigée (21) des artefacts et mettant en oeuvre au moins un algorithme de reconstruction (ALGR) pour obtenir l'image non corrigée des artefacts circulaires à partir des informations contenues dans lesdits fichiers des atténuations mesurées et des corrections principales et au moins un algorithme de correction (ALGC) des artefacts circulaires pour obtenir une image corrigée, caractérisé en ce qu'il comprend les opérations suivantes :
- (a) soustraire (ST1) l'image corrigée (21) par l'algorithme de correction à l'image non corrigée (22) de manière à obtenir une troisième image (23) ne comportant que des artefacts non éliminés (A4, A5, A6) dans l'image non corrigée;
 - (b) diviser (ST2) la troisième image (23) en un ou plusieurs secteurs (S1 à S4);
 - (c) calculer (ST3) la valeur moyenne ($L(3)$, $L(5)$, $L(7)$) ($L(i)$) des luminances correspondant aux pixels de chaque arc des secteurs de la troisième image,
 - (d) déterminer (ST4, ST5, ST6) une correction complémentaire ($C'(i)$, $C''(i)$) à effectuer sur la correction principale ($P'(i)$, $P''(i)$) du canal concerné par l'artefact pour éliminer les artefacts (A4, A5, A6) non éliminés dans l'image non

corrigée (21) par l'algorithme de correction (ALGC) à l'aide des valeurs $VM(i)$ d'une table de correspondance (26') établie lors d'une calibration initiale de l'appareil de tomographie.

- 5 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'opération (d) comprend les étapes suivantes :
 - (d1) calculer (ST5) la valeur moyenne $(AT_p(i))$ des atténuations du patient par secteur pour chaque artefact à partir des atténuations du fichier des atténuations (20'), et
 - 10 (d2) calculer (ST4), par interpolation et à l'aide des valeurs moyennes $(L(i))$ des luminances et des valeurs $(VM(i))$ de la table de correspondance (26'), la valeur correction $(C_p(i))$ à apporter à l'atténuation du patient en cours d'examen,
 - 15 (d3) calculer (ST6), par interpolation et à l'aide des valeurs de correction $(C_p(i))$, d'atténuations moyennes du patient $(AT_p(i))$ et d'atténuations de deux fantômes $(AT'(i), AT''(i))$, les corrections complémentaires $(C'(i), C''(i))$ à apporter aux corrections principales existantes $(P'(i), P''(i))$ en vue d'éliminer les artefacts non éliminés (A4, A5, A6).
 - 20 3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend, en outre, l'étape suivante :
 - (d4) la mise à jour des corrections principales $(P'(i), P''(i))$ contenues dans le fichier de correction des atténuations (29') par addition des corrections complémentaires $(C'(i), C''(i))$ auxdites corrections principales existantes.
 - 30 4. Procédé selon la revendication 2 ou 3, caractérisé en ce que l'interpolation de l'étape (d2) est calculée par la formule suivante :

$$C_p(i) = \frac{L(i)}{VM(i)} \cdot M$$

avec M une valeur de modification introduite sur chaque canal pour établir la table de correspondance.

5. Procédé selon la revendication 2, 3 ou 4, caractérisé en ce que l'interpolation de l'étape (d3) est calculée par les formules suivantes :

$$C'(i) = \frac{AT'(i)}{AT_p(i)} C_p(i)$$

$$10 \quad C''(i) = \frac{AT''(i)}{AT_p(i)} C_p(i)$$

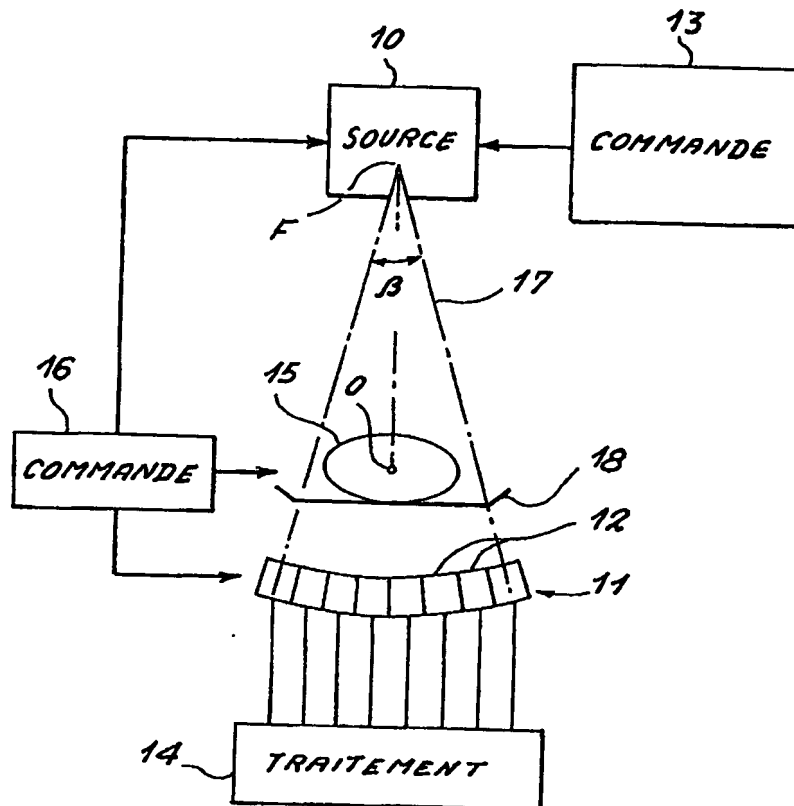
6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes 1 à 5, caractérisé en ce que les valeurs (VM(i)) de la table de correspondance (26') sont obtenues par les opérations suivantes :

- (C₁) mise en place d'un étalon ou fantôme (31) dans l'appareil de tomographie;
- (C₂) mesure des atténuations (32) correspondant à ce fantôme et mise en mémoire dans un fichier ou une mémoire (33);
- (C₃) reconstruction (34) de l'image du fantôme en mettant en oeuvre l'algorithme de reconstruction (ALGR) de manière à obtenir une image de référence (REF) qui est mise en mémoire dans un fichier (35);
- (C₄) modification (M) (40) de la valeur déterminée de l'atténuation correspondant à un premier canal dans le fichier (33);
- (C₅) reconstruction de l'image correspondant à cette modification (M) de manière à obtenir une première image modifiée (IM(1)) qui est mise en mémoire dans un fichier (36);
- (C₆) soustraction (37) de l'image de référence (REF) à l'image modifiée (IM(1)) pour obtenir une image

de l'artefact qui résulte de la modification (M) de l'atténuation et mise en mémoire dans un fichier (38);

- 5 - (C7) calcul de la moyenne (VM(1)) (39) des valeurs de luminance des pixels de l'artefact de l'image et mise en mémoire dans la table de correspondance (26').
- 10 - (C8) réitération des opérations (C4 à C7) pour chacun des canaux du dispositif de détection de manière à obtenir les valeurs moyennes (VM(i)) pour la même modification (M) dans chaque canal.

FIG. 1



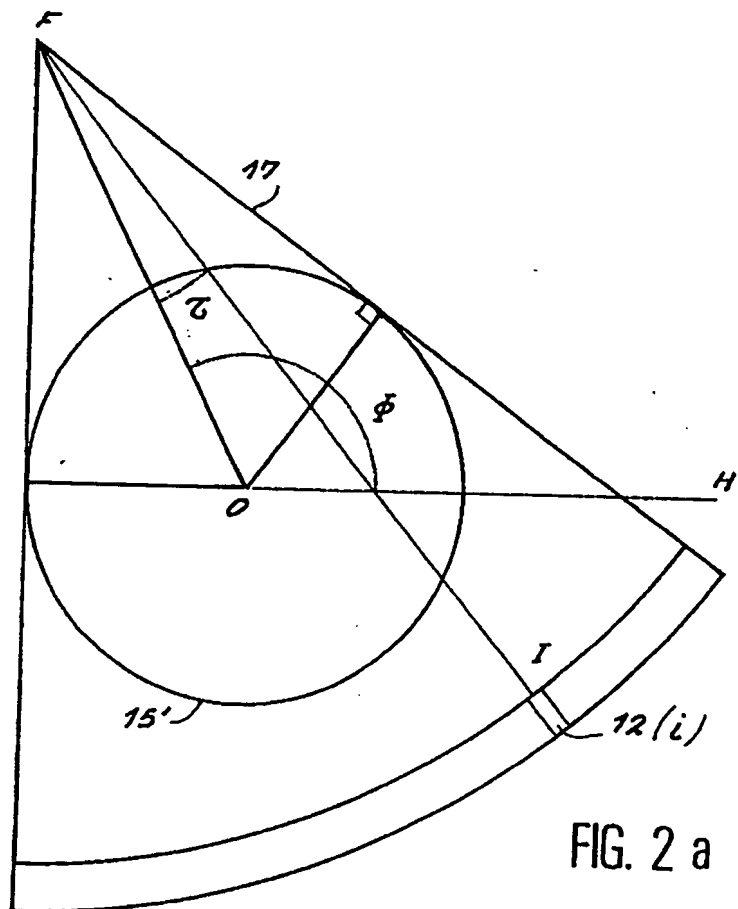


FIG. 2 a

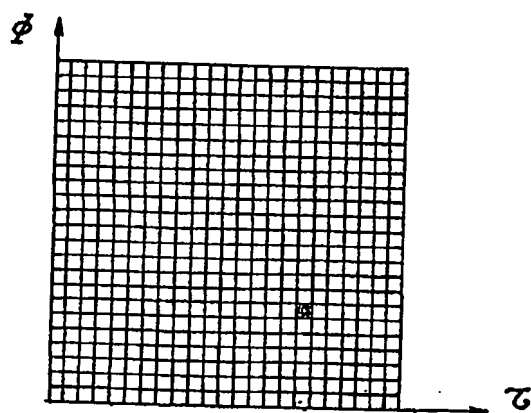


FIG. 2 b

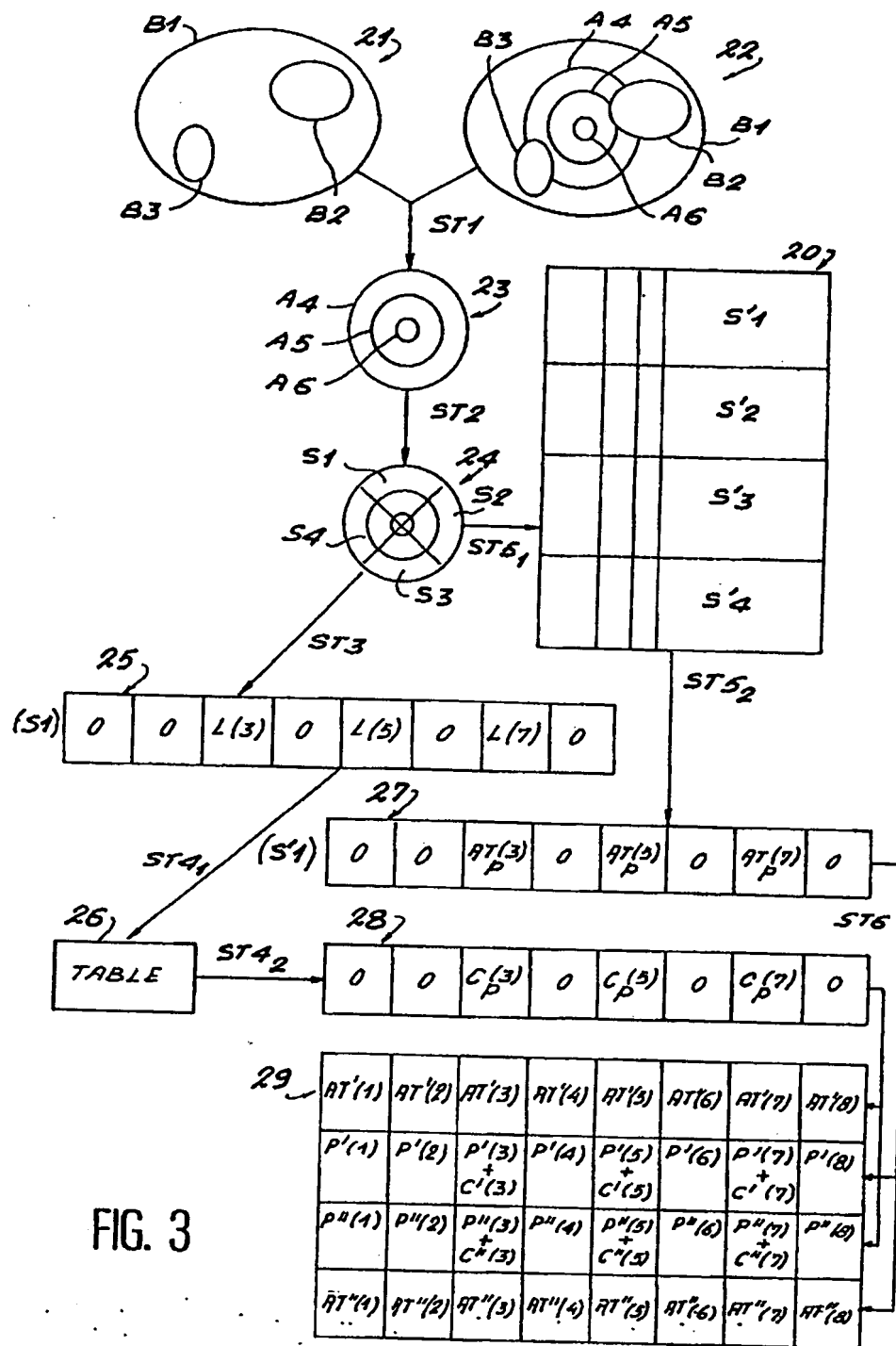


FIG. 3

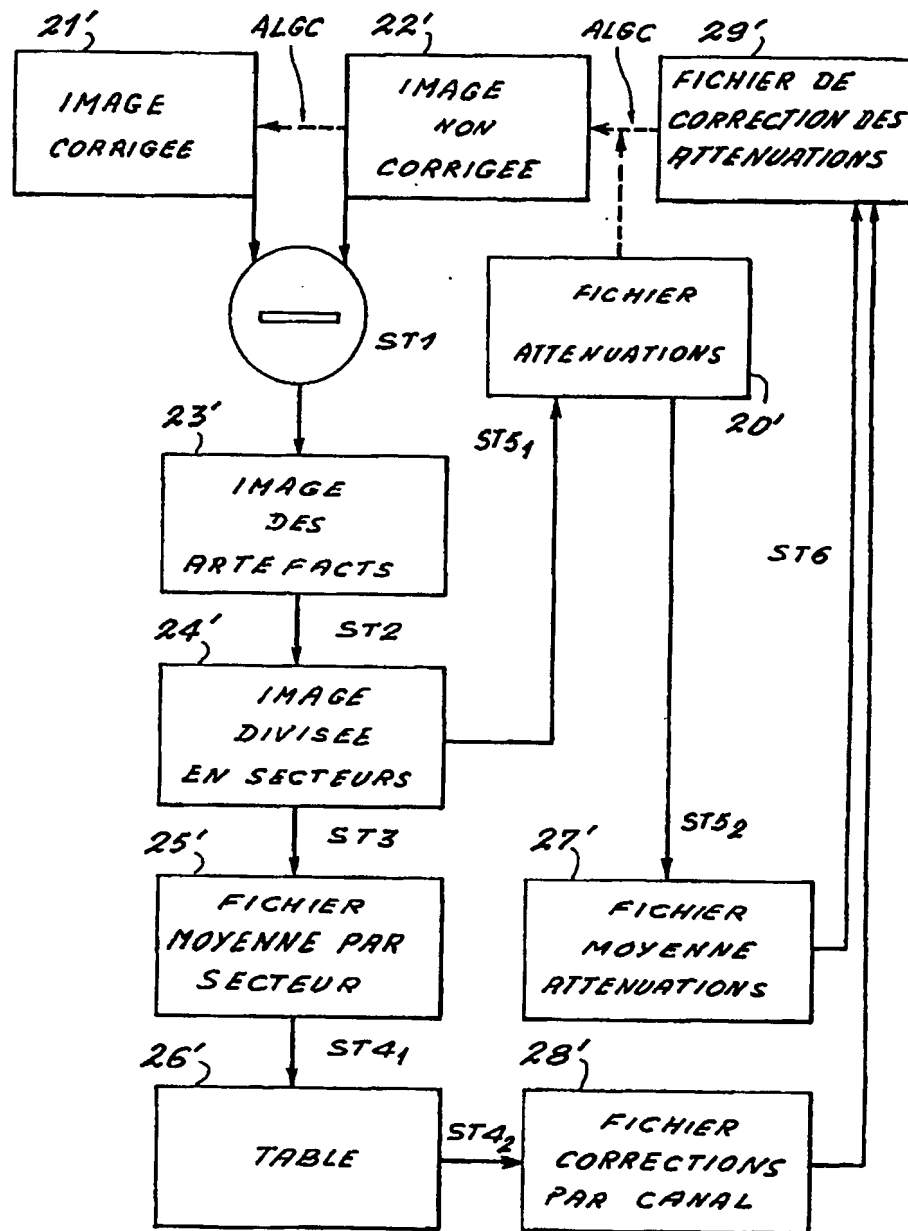
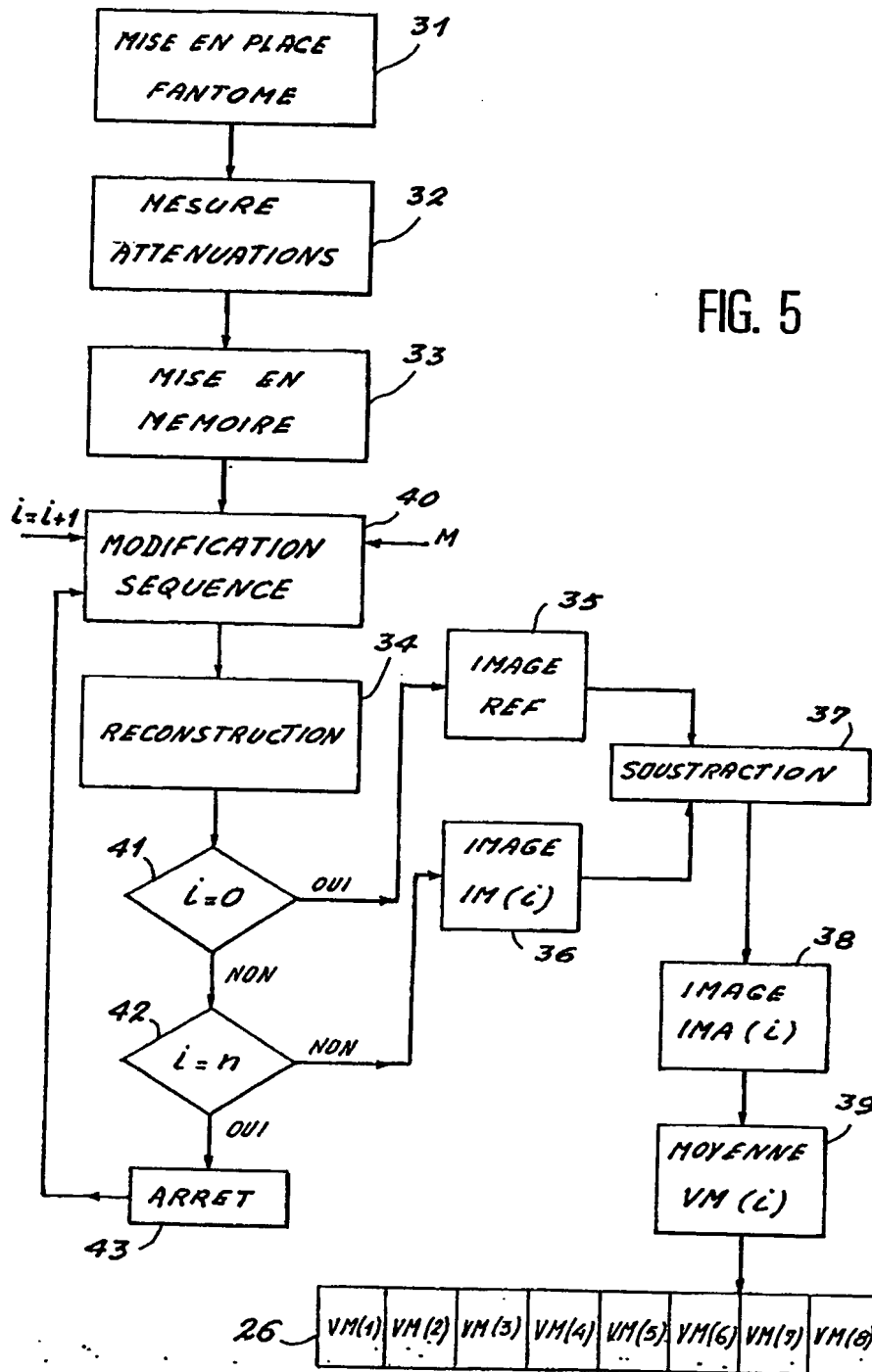


FIG. 4.

FIG. 5



REPUBLIQUE FRANÇAISE

2700039

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national
FR 9215996
FA 481004

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	FR-A-2 542 541 (ELSCINT LTD.) 14 Septembre 1984 * revendications 1,3,11; figure 1 *	1-6
A	IEEE TRANSACTION ON NUCLEAR SCIENCE vol. NS-25, no. 5, Octobre 1978, USA pages 1111 - 1116 KOWALSKI 'supression of ring artifacts in ct fan-beam scanners' * paragraph: "II Evaluation of the detector errors" *	1-6
A	DE-A-3 107 170 (PHILIPS PATENTVERWALDUNG GMBH)	
A	IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE vol. 37, no. 2, Avril 1990, USA pages 759 - 767 ZENG ET AL. 'a study of reconstruction artifacts in cone beam tomography using filtered backprojection and iterative EM algorithms'	
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		G06F
Date d'achèvement de la recherche 23 SEPTEMBRE 1993		Examinateur PEREZ MOLINA E.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intermédiaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		

1

SPO FORM 103 (01/13)